

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2012-231910

(P2012-231910A)

(43) 公開日 平成24年11月29日(2012.11.29)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B 1/00 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/00 3 0 0 D	2 H 0 4 0
<b>G 0 2 B 23/26 (2006.01)</b>	G 0 2 B 23/26 B	4 C 1 6 1
<b>A 6 1 B 1/06 (2006.01)</b>	A 6 1 B 1/06 A	

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2011-101963 (P2011-101963)  
 (22) 出願日 平成23年4月28日 (2011. 4. 28)

(71) 出願人 000000376  
 オリンパス株式会社  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号  
 (74) 代理人 100118913  
 弁理士 上田 邦生  
 (74) 代理人 100112737  
 弁理士 藤田 考晴  
 (72) 発明者 嶋本 篤義  
 東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オリンパス株式会社内  
 Fターム(参考) 2H040 BA10 BA23 CA11 DA12  
 4C161 BB08 CC04 GG01 HH51 RR02

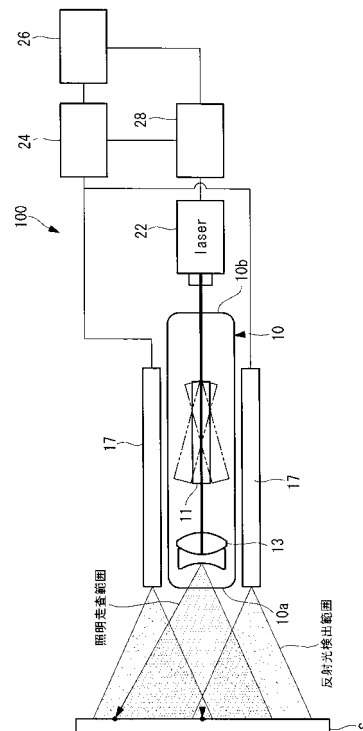
(54) 【発明の名称】 光走査型観察装置

(57) 【要約】

【課題】 明るさを抑制した画像情報を取得する。

【解決手段】 光源 22 から発せられたレーザ光を体腔内壁 S に向けて射出する挿入部 10 の先端部 10 a と、挿入部 10 の先端部 10 a により射出されるレーザ光を体腔内壁 S 上で走査させる照明ファイバ 11 と、照明ファイバ 11 によりレーザ光が走査された体腔内壁 S からの反射光を受光する検出ファイバ 17 と、検出ファイバ 17 により走査位置ごとに取り込み可能な反射光の取り込み効率の分布を示す取り込み効率情報を記憶する記憶部 26 と、記憶部 26 に記憶されている取り込み効率情報に基づいて、レーザ光の光量が走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例するようにレーザ光の光量を調整する光量調整部 28 とを備える光走査型内視鏡装置 100 を提供する。

【選択図】 図 1



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

光源から発せられた照明光を観察対象部位に向けて射出する射出部と、  
 該射出部により射出される前記照明光を前記観察対象部位上で走査させる走査部と、  
 該走査部により前記照明光が走査された前記観察対象部位の走査位置からの戻り光を受  
 光する受光部と、

該受光部により前記走査位置ごとに取り込み可能な前記戻り光の取り込み効率の分布を  
 示す取り込み効率情報を記憶する記憶部と、

該記憶部に記憶されている前記取り込み効率情報に基づいて、前記照明光の光量が前記  
 走査位置に対する前記取り込み効率の関数の逆数に比例するように該照明光の光量を調整  
 する光量調整部とを備える光走査型観察装置。

10

## 【請求項 2】

前記光量調整部が、前記光源の出力を制御する請求項 1 に記載の光走査型観察装置。

## 【請求項 3】

前記光量調整部が、前記走査部による前記照明光の前記観察対象部位上の走査密度を制  
 御する請求項 1 に記載の光走査型観察装置。

## 【請求項 4】

前記観察対象部位と前記走査部との間の前記照明光の光軸上に配置された透過率可変の  
 透過部材を備え、

前記光量調整部が、前記透過部材の透過率を制御する請求項 1 に記載の光走査型観察装  
 置。

20

## 【請求項 5】

前記光量調整部が、前記観察対象部位と前記走査部との間の前記照明光の光軸上に配置  
 され、前記走査位置に対する前記取り込み効率の関数の逆数に比例する透過率分布を有す  
 る透過率調整部材である請求項 1 に記載の光走査型観察装置。

## 【請求項 6】

前記受光部により受光された前記戻り光を検出して前記観察対象部位の画像を構築する  
 画像構築部を備える請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の光走査型観察装置。

## 【発明の詳細な説明】

## 【技術分野】

30

## 【0001】

本発明は、光走査型観察装置に関するものである。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来、内視鏡挿入部の先端に照明光を伝達する照明ファイバに駆動信号を与えて照明フ  
 ァイバの先端を連続的に変位させることにより、内視鏡挿入部の先端から射出する照明光  
 を走査する光走査型内視鏡装置が知られている（例えば、特許文献 1 参照。）。特許文献  
 1 に記載の光走査型内視鏡装置は、照明ファイバの周囲に複数の検出ファイバを配置し、  
 照明光が照射された観察対象からの戻り光をこれらの検出ファイバにより取り込んで検出  
 することで、観察対象の画像を構築することとしている。

40

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0003】

【特許文献 1】特表 2008 - 531112 号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかしながら、観察対象上の位置に応じて照明ファイバにより照明光が照射される方向  
 が異なるため、各照射位置からの散乱光も散乱方向に応じて強度が異なる。また、観察対  
 象上の各照射位置に対する検出ファイバの見込み角が異なっても、所定の領域内の照射位

50

置どうしであれば散乱光の取り込み効率は等しいが、その領域内の照射位置と領域外の照射位置とでは検出ファイバによる散乱光の取り込み効率が異なる。そのため、観察対象上の各照射位置が本来同じ明るさの情報を有していたとしても、照射位置に応じて検出ファイバにより取り込まれて検出される検出光量が異なり、構築される観察対象の画像に明るさむらが生じてしまうという問題がある。

【0005】

本発明は、このような事情に鑑みてなされたものであって、明るさむらを抑制した画像情報を取得することができる光走査型観察装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するために、本発明は以下の手段を採用する。

本発明は、光源から発せられた照明光を観察対象部位に向けて射出する射出部と、該射出部により射出される前記照明光を前記観察対象部位上で走査させる走査部と、該走査部により前記照明光が走査された前記観察対象部位の走査位置からの戻り光を受光する受光部と、該受光部により前記走査位置ごとに取り込み可能な前記戻り光の取り込み効率の分布を示す取り込み効率情報を記憶する記憶部と、該記憶部に記憶されている前記取り込み効率情報に基づいて、前記照明光の光量が前記走査位置に対する前記取り込み効率の関数の逆数に比例するように該照明光の光量を調整する光量調整部とを備える光走査型観察装置を提供する。

【0007】

本発明によれば、観察対象部位における照明光の照射位置ごとに、射出部から射出される照明光の照射方向が異なるため、戻り光も戻る方向に応じて強度が異なる。また、射出部より射出される照明光の照射位置と受光部により戻り光を受光可能な領域との位置関係に応じて、受光部により受光される戻り光の取り込み効率も異なる。

【0008】

この場合において、記憶部に記憶する取り込み効率情報により、照明光の走査位置に対する受光部により取り込み可能な戻り光の取り込み効率が分かるので、光量調整部によりその取り込み効率情報に基づいて、照明光の光量が走査位置に対する受光部による取り込み効率の関数の逆数に比例するように照明光の光量を調整することで、受光部により受光される走査位置ごとの戻り光の受光量を、各走査位置の本来の戻り光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持することができる。したがって、受光部によって受光された戻り光を検出することで、射出部と受光部との位置関係の影響による明るさむらを抑制した画像情報を取得することができる。

【0009】

上記発明においては、前記光量調整部が、前記光源の出力を制御することとしてもよい。

このように構成することで、光量調整部により、取り込み効率情報に基づいて走査位置ごとに光源から光量を増大または低減して照明光が発生され、走査位置に対する受光部による取り込み効率の関数の逆数に比例する光量の照明光が観察対象部位に照射される。これにより、走査位置ごとに戻り光の光量を増大または低減させて、受光部における走査位置ごとの戻り光の取り込み効率の違いによる影響を低減することができる。したがって、受光部により受光される走査位置ごとの戻り光の受光量を各走査位置の本来の戻り光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持することができる。

【0010】

また、上記発明においては、前記光量調整部が、前記走査部による前記照明光の前記観察対象部位上の走査密度を制御することとしてもよい。

このように構成することで、光量調整部により、取り込み効率情報に基づいて走査位置ごとに走査部による走査密度が向上または低減され、走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例する光量の照明光が観察対象部位に照射される。これにより、走査位置ごとに戻り光の光量を増大または低減させ、受光部における走査位置ごとの戻り光の取り込

10

20

30

40

50

み効率の違いによる影響を低減し、受光部により受光される走査位置ごとの戻り光の受光量を各走査位置の本来の戻り光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持することができる。

【0011】

また、上記発明においては、前記観察対象部位と前記走査部との間の前記照明光の光軸上に配置された透過率可変の透過部材を備え、前記光量調整部が、前記透過部材の透過率を制御することとしてもよい。

【0012】

このように構成することで、光量調整部により、取り込み効率情報に基づいて走査位置ごとに透過部材の透過率が向上または低減され、走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例する照明光が観察対象部位に照射される。これにより、走査位置ごとに戻り光の光量を増大または低減させ、受光部における走査位置ごとの戻り光の取り込み効率の違いによる影響を低減し、受光部により受光される走査位置ごとの戻り光の受光量を各走査位置の本来の戻り光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持することができる。

10

【0013】

また、上記発明においては、前記光量調整部が、前記観察対象部位と前記走査部との間の前記照明光の光軸上に配置され、前記走査位置に対する前記取り込み効率の関数の逆数に比例する透過率分布を有する透過率調整部材であることとしてもよい。

【0014】

このように構成することで、透過率調整部材により、取り込み効率情報に基づいて各走査位置に対応する範囲ごとに高い透過率または低い透過率で照明光が透過され、走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例する光量の照明光が観察対象部位に照射される。

20

【0015】

また、上記発明においては、前記受光部により受光された前記戻り光を検出して前記観察対象部位の画像を構築する画像構築部を備えることとしてもよい。

このように構成することで、画像構築部により、射出部と受光部との位置関係の影響による明るさむらのない画像を取得することができる。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、明るさむらを抑制した画像情報を取得することができるという効果を奏する。

30

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】本発明の第1実施形態に係る光走査型内視鏡装置の縦断面図である。

【図2】図1の照明ファイバの概略構成である。

【図3】図1の光走査型内視鏡装置によるレーザ光の照射範囲と検出ファイバによる反射光の受光範囲との関係を示す図である。

【図4】一定の光量でレーザ光を照射した場合の画像情報の明るさむらを示す図である。

【図5】圧電素子の駆動信号と光源の光量との関係を示す図である。

【図6】複数の検出ファイバを1つに束ねてバンドルファイバを構成した場合の挿入部の縦断面図である。

40

【図7】圧電素子に与える駆動信号値と時間との関係を示す図である。

【図8】レーザ光の走査密度を示す図である。

【図9】近点観察のときの体腔内壁と走査光学系との位置関係を示す図である。

【図10】近点観察において一定の光量でレーザ光を照射した場合の画像情報の明るさむらを示す図である。

【図11】測拒方法として、マイケルソン干渉法を採用する場合の挿入部の構成を示す挿入部の縦断面図である。

【図12】本発明の第2の実施形態に係る光走査型内視鏡装置の挿入部の縦断面図である。

50

【図 1 3】図 1 2 の光学素子を厚さ方向に見た平面図である。

【図 1 4】図 1 2 の光学素子に代えて、コーティング部材を設けた場合の挿入部の縦断面図である。

【図 1 5】走査部として、電気光学結晶を用いて電気制御により照明ファイバを共振させてレーザ光を走査させる構成を示す図である。

【図 1 6】走査部として、永久磁石とコイルを用いて電磁駆動によりレーザ光を走査させる構成を示す図である。

【図 1 7】図 1 6 の照明ファイバにおいて磁界が発生する様子を示す図である。

【図 1 8】図 1 6 の照明ファイバが湾曲する様子を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

〔第 1 実施形態〕

本発明の第 1 実施形態に係る光走査型観察装置について、図面を参照して以下に説明する。

本実施形態においては、光走査型観察装置として光走査型内視鏡装置を例示して説明する。本実施形態に係る光走査型内視鏡装置 100 は、図 1 に示されるように、体腔内に挿入される細長い形状の挿入部 10 と、挿入部 10 の先端部 10 a から射出させるレーザ光（照明光）を発する光源 22 とを備えている。

【0019】

挿入部 10 は、光源 22 から発せられたレーザ光を基端部 10 b から導入し、先端部 10 a から射出することができるようになっている。この挿入部 10 には、基端部 10 b から導入されたレーザ光を先端部 10 a へ導光する照明ファイバ 11 と、照明ファイバ 11 により導光されてきたレーザ光を観察対象部位（例えば、体腔内壁）S に向けて射出する走査光学系（射出部）13 と、走査光学系 3 によってレーザ光が照射されることにより体腔内壁 S の走査位置において散乱した反射光（戻り光）を受光する複数の検出ファイバ（受光部）17 とが備えられている。

【0020】

照明ファイバ 11 は、弾性変形可能な円筒状の部材であり、挿入部 10 の長手方向に沿って配置されている。この照明ファイバ 11 は、図 2 に示すように、円筒状の圧電素子 15 に挿通されて保持されている。図 2 において、照明ファイバ 11 の長手方向を Z 軸方向とする。

【0021】

圧電素子 15 は、周方向に 4 分割した位置にそれぞれ相対して配された 2 対の電極を有している。電極が相対する方向をそれぞれ X 軸方向、Y 軸方向とする。圧電素子 15 は、駆動信号が与えられることにより照明ファイバ 11 を X 軸方向と Y 軸方向にそれぞれ共振させることができるようになっている。また、圧電素子 15 に与える駆動信号の振幅を徐々に大きくなるように線形に変化させることにより、照明ファイバ 11 の先端を中心から半径方向外方に向かって螺旋状に変位させることができるようになっている。これにより、照明ファイバ 11 は、走査光学系 13 により射出されたレーザ光を体腔内壁 S 上で螺旋状に走査させることができるようになっている。

【0022】

走査光学系 13 は、挿入部 10 の先端部 10 a 付近に設けられ、照明ファイバ 11 の先端に対して挿入部 10 の長手方向に所定の間隔をあけて配置されている。

検出ファイバ 17 は、挿入部 10 を同心的に囲むように、挿入部 10 の外周に沿って周方向に所定の間隔をあけて配列されている。この検出ファイバ 17 は、照明ファイバ 11 と同様に、挿入部 10 の長手方向に沿って設けられており、一端が挿入部 10 の先端部 10 a の周囲に配置されている。検出ファイバ 17 は、例えば  $NA = 0.5$  とする。

【0023】

また、光走査型内視鏡装置 100 には、検出ファイバ 17 により受光された反射光を検出し 2 次元画像を構築する CCD のような画像構築部 24 と、検出ファイバ 17 により走

10

20

30

40

50

査位置ごとに取り込み可能な反射光の取り込み効率の分布を示す取り込み効率情報を記憶する記憶部 26 と、記憶部 26 に記憶されている取り込み効率情報に基づいて、レーザ光の光量を調整する光量調整部 28 と、照明ファイバ 11 を共振させる駆動信号を出力する駆動部（図示略）とが備えられている。

【0024】

画像構築部 24 は、検出ファイバ 17 の他端に接続されている。

記憶部 26 に記憶される取り込み効率情報は、例えば、全面に渡って均一な明るさの標本上でレーザ光を走査させることにより、標本上の走査位置ごとに検出ファイバ 17 により受光される反射光の取り込み効率を測定して作成したものでよいし、シミュレーションによって予測される走査位置と検出ファイバ 17 により受光される反射光の取り込み効率との関係に基づいて作成したものでよい。

10

【0025】

光量調整部 28 は、記憶部 26 から取り込み効率情報を読み出し、レーザ光の光量が走査位置に対する検出ファイバ 17 による取り込み効率の関数の逆数に比例するように、レーザ光の走査位置ごとに光源 22 の出力を制御するようになっている。例えば、光量調整部 28 は、検出ファイバ 17 による取り込み効率が最も高い走査位置に照射する照明光の光量を基準として、他の走査位置に照射する照明光の光量を増大させるように光源 22 を制御するようになっている。光量調整部 28 と駆動部は互いに電氣的に接続されている。

【0026】

次に、このように構成された光走査型内視鏡装置 100 の作用について以下に説明する。

20

本実施形態に係る光走査型内視鏡装置 100 により、体腔内壁 S の画像情報を取得するには、生体の体腔内に挿入部 10 を挿入し、先端部 10a を体腔内壁 S に対向させて光源 22 によりレーザ光を発生させる。

【0027】

光源 22 から発せられたレーザ光は、挿入部 10 に導入されて照明ファイバ 11 により導光され、走査光学系 13 により体腔内壁 S に向けて射出される。このとき、駆動部の作動により、圧電素子 15 に対して駆動信号が与えられ、照明ファイバ 11 が共振させられる。そして、照明ファイバ 11 の先端が中心から半径方向外方に向かって螺旋状に変位させられることにより、走査光学系 13 を介してレーザ光が体腔内壁 S 上で螺旋状に走査される。

30

【0028】

レーザ光が照射されることにより体腔内壁 S の各走査位置において散乱した反射光は、複数の検出ファイバ 17 により受光され、画像構築部 24 に導光される。これにより、画像構築部 24 により反射光が検出され、体腔内壁 S の 2 次元画像が構築される。

【0029】

ここで、図 3 に示すように、体腔内壁 S におけるレーザ光の照射位置（例えば、検出点 A, B, C, D）ごとに、走査光学系 13 から射出されるレーザ光の照射方向が異なるため、反射光も戻る方向に応じて強度が異なる。また、走査光学系 13 により射出されるレーザ光の照射位置（検出点 A ~ D）と検出ファイバ 17 により反射光を受光可能な領域との位置関係に応じて、検出ファイバ 17 により受光される反射光の取り込み効率も異なる。

40

【0030】

本実施形態においては、光量調整部 28 の作動により、記憶部 26 に記憶されている取り込み効率情報に基づいて、レーザ光の光量が走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例するように光源 22 の出力が制御される。

【0031】

例えば、一定の光量でレーザ光を照射すると、図 4 に示すように、画像構築部 24 による反射光の検出効率が画角中心に対して画角周辺ほど暗くなるような検出ムラがある場合は、図 5 に示すように、駆動部により照明ファイバ 11 の圧電素子 15 に与えられる駆動

50

信号と同期させて、光量調整部 28 により光源 22 が出力を徐々に大きくするように制御される。図 4 において、符合 P は画像構築部 24 により構築される 2 次元画像を示している。

【0032】

このようにすることで、走査範囲の中心から半径方向外方に向かうにつれて照射される照明光の光量が徐々に増大され、各走査位置において反射される反射光の光量も走査範囲の中心から半径方向外方に向かうにつれて徐々に増大する。これにより、検出ファイバ 17 による走査位置ごとの反射光の取り込み効率の違いによる影響を低減し、検出ファイバ 17 により受光される走査位置ごとの反射光の受光量を、各走査位置の本来の反射光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持することができる。

10

【0033】

したがって、本実施形態に係る光走査型内視鏡装置 100 によれば、画像構築部 24 により検出される反射光の検出むらを低減し、走査光学系 13 と検出ファイバ 17 との位置関係の影響による明るさむらを抑制した画像情報を取得することができる。

【0034】

本実施形態においては、検出ファイバ 17 による取り込み効率が低い走査位置に照射する照明光の光量を増大させることとしたが、光量調整部 28 によりレーザ光の光量が走査位置に対する検出ファイバ 17 による取り込み効率の関数の逆数に比例するように調整されればよく、例えば、検出ファイバ 17 による取り込み効率に応じて走査位置ごとに照明光の光量を増大させたり低減させたりすることとしてもよい。

20

【0035】

また、本実施形態においては、挿入部 10 の外周に沿って複数の検出ファイバ 17 を配置することとしたが、これに代えて、例えば、図 6 に示すように、複数の検出ファイバ 17 を 1 つに束ねてバンドルファイバを構成し、バンドルファイバを挿入部 10 の内部の照明ファイバ 11 に対して径方向にずらした位置に配置することとしてもよい。

【0036】

このようにした場合も、検出ファイバ 17 により走査位置ごとに取り込み可能な反射光の取り込み効率の分布を示す取り込み効率情報を予め測定して記憶部 26 に記憶させ、同様な方法で光量調整部 28 により光源 22 の出力を調整することで、走査光学系 13 と検出ファイバ 17 との位置関係の影響による明るさむらを抑制した画像情報を取得することができる。

30

【0037】

本実施形態は以下のように変形することができる。

本実施形態においては、光量調整部 28 が光源 22 の出力を制御することとしたが、第 1 変形例としては、光量調整部 28 が、照明ファイバ 11 によるレーザ光の体腔内壁 S 上の走査密度を制御することとしてもよい。この場合、光量調整部 28 により、取り込み効率情報に基づいて、走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例する光量のレーザ光が体腔内壁 S に照射されるように、走査位置ごとに照明ファイバ 11 によるレーザ光の走査密度を調整することとすればよい。

【0038】

例えば、一定の光量でレーザ光を照射すると、図 4 に示すように、画像構築部 24 による反射光の検出効率が画角中心に対して画角周辺ほど暗くなるような検出ムラがある場合は、光量調整部 28 の作動により、図 7 に示すように、照明ファイバ 11 の圧電素子 15 に与える駆動信号の振幅の変化率を徐々に小さくし、図 8 に示すように、照明ファイバ 11 による走査密度を走査範囲の中心から半径方向外方に向かうにつれて徐々に高くすることとすればよい。図 7 は圧電素子 15 に与える駆動信号値と時間との関係を示し、図 8 はレーザ光の走査密度を示している。

40

【0039】

このようにすることで、走査範囲の中心から半径方向外方に向かうにつれて反射光の光量を増大させ、検出ファイバ 17 による走査位置ごとの戻り光の取り込み効率の違いによ

50

る影響を低減することができる。これにより、検出ファイバ17により受光される走査位置ごとの戻り光の受光量を、各走査位置の本来の戻り光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持し、反射光の検出むらを低減することができる。

【0040】

また、第2変形例としては、体腔内壁Sと走査光学系13との距離を測距し、光量調整部28により、その距離に応じて、取り込み効率情報に基づいてレーザ光の光量が走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例するようにレーザ光の光量を調整することとしてもよい。この場合、予め、検出ファイバ17の取り込み効率情報を被写体（観察対象部位）と走査光学系13との距離ごとに関連づけて記憶部26に記憶させておくこととすればよい。

10

【0041】

例えば、図1に示すような遠点観察に対して、図9に示すように、体腔内壁Sと走査光学系13の距離を近づけた場合（近点観察の場合）は、検出ファイバ17による走査範囲の中心付近からの反射光の取り込み効率が低下し、図10に示す2次元画像Pのように、走査範囲の中心付近からの反射光の検出効率が低減することがある。このような場合は、光量調整部28により、体腔内壁Sと走査光学系13との距離に応じて、遠点観察のときよりも走査範囲の中心付近に照射するレーザ光の光量を増加させよう光源22の出力を制御することとすればよい。

【0042】

測距手段としては、例えば、走査光学系13によりレーザ光を被写体に向けて照射して、レーザドップラー干渉法を利用して被写体と走査光学系13との距離を測定する方法や、振動している照明ファイバ11が挿入部10の径方向の中心に位置したときの被写体からの反射光を取得して干渉信号を測定するマイケルソン干渉法等が挙げられる。マイケルソン干渉法を採用する場合は、例えば、図11に示すように、照明ファイバ11の先端と走査光学系13との間の光軸上にレーザ光を透過し反射光を反射する特性を有するハーフミラー31を配置するとともに、ハーフミラー31により反射された反射光を反射する参照ミラー33および参照ミラー33により反射された反射光を受光する受光器35を挿入部10の内面に設けることとすればよい。

20

【0043】

〔第2実施形態〕

次に、本発明の第2実施形態に係る光走査型観察装置について、図面を参照して説明する。

30

本実施形態に係る光走査型内視鏡装置（光走査型観察装置）200は、図12に示すように、光量調整部28に代えて、照明ファイバ11の先端と走査光学系13との間の光軸上に配置する円盤状の光学素子（透過率調整部材）126を採用する点で第1実施形態と異なる。

以下、第1実施形態に係る光走査型内視鏡装置100と構成を共通する箇所には、同一符号を付して説明を省略する。

【0044】

光学素子128は、レーザ光の走査位置に対する検出ファイバ17による取り込み効率の関数の逆数に比例する透過率分布を有している。例えば、一定の光量でレーザ光を照射すると、図4に示すように、画像構築部24による反射光の検出効率が画角中心に対して画角周辺ほど暗くなるような検出ムラが生じる被写体に対しては、図13に示すように、中心ほど透過率が低く半径方向外方に向かうにつれて透過率が高くなる透過率分布を有する光学素子128を用いることとすればよい。

40

【0045】

本実施形態に係る光走査型内視鏡装置200によれば、光学素子128により、各走査位置に対応する範囲ごとに高い透過率または低い透過率で透過させられ、走査位置に対する取り込み効率の関数の逆数に比例する光量の照明光が被写体に照射される。これにより、走査位置ごとに反射光の光量が増大または低減し、検出ファイバ17により受光される

50



走査位置ごとの反射光の受光量を、各走査位置の本来の反射光の強度の比率とほぼ同等な比率に維持し、反射光の検出むらを低減することができる。したがって、光源 2 2 の出力を変更することなく、明るさむらのない画像情報を取得することができる。

【 0 0 4 6 】

本実施形態においては、光量調整部として、光学素子 1 2 8 を例示して説明したが、光量調整部として、図 1 4 に示すように、走査光学系 1 3 の表面にコーティングされたコーティング部材 1 2 9 を採用することとしてもよい。この場合、コーティング部材 1 2 9 が、光学素子 1 2 8 と同様に、レーザ光の走査位置に対する検出ファイバ 1 7 による取り込み効率の関数の逆数に比例する透過率分布を有することとすればよい。

【 0 0 4 7 】

また、本実施形態は以下のように変形することができる。

本実施形態においては、光量調整部として光学素子 1 2 8、コーティング部材 1 2 7 を例示して説明したが、例えば、光量調整部 2 8 と、照明ファイバ 1 1 の先端と走査光学系 1 3 との間の光軸上に配置する透過率可変の透過部材（図示略）とを採用し、光量調整部 2 8 によって電気制御により透過部材の透過率を変更することとしてもよい。透過部材としては、例えば、エレクトロクロミック素子や液晶を採用することができる。例えば、図 1 2 の光学素子 1 2 8 の位置に透過部材を配置し、透過部材と光量調整部 2 8 とを電氣的に接続することとすればよい。

【 0 0 4 8 】

以上、本発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、本発明の要旨を逸脱しない範囲の設計変更等も含まれる。例えば、上記各実施形態においては、光走査型観察装置として光走査型内視鏡装置 1 0 0 を例示して説明したが、光源から発せられたレーザ光を被写体に照射する対物レンズ（射出部）と、対物レンズにより照射されるレーザ光を被写体上で走査させるガルバノミラーのような走査部と、被写体からの反射光を受光する光学系（受光部）と、記憶部と、光量調整部とを備える通常の光走査型顕微鏡装置であってもよい。

【 0 0 4 9 】

また、上記各実施形態においては、走査部として、照明ファイバ 1 1 を圧電素子 1 5 により共振させてレーザ光を走査させる構成を例示して説明したが、これに代えて、走査部として、例えば、走査光学系 1 3 から射出させるレーザ光を電気光学結晶を通過させて、電気制御によりレーザ光を走査させる構成を採用することとしてもよい。

【 0 0 5 0 】

具体的には、図 1 5 に示すように、互いに直交する方向に偏向動作する 2 つの電気光学結晶 1 1 5 にレーザ光を入射させ、電気光学結晶 1 1 5 に電圧を印加し内部に屈折率分布を生じさせて、電気光学結晶 1 1 5 を通過するレーザ光を偏向させることにより、レーザ光を走査させることとしてもよい。図 1 5 においては、一方向（例えば、Y 軸方向）の電気光学結晶 1 1 5 だけを示すが、これに直交する方向（例えば、X 軸方向）の電気光学結晶についても同様である。

【 0 0 5 1 】

また、走査部として、例えば、照明ファイバ 1 1 を永久磁石とコイルにより電磁駆動で共振させてレーザ光を走査させる構成を採用することとしてもよい。具体的には、図 1 6 に示すように、永久磁石 1 1 6 に照明ファイバ 1 1 を挿通させて照明ファイバ 1 1 を片持ち梁状に保持し、挿入部 1 0 の内面に永久磁石 1 1 6 の半径方向に間隔をあけて X 軸駆動用 Tilted コイル 1 1 7 と Y 軸駆動用 Tilted コイル 1 1 8 とを配置し、これらのコイル 1 7, 1 1 8 に電流を流すことによって電磁駆動により照明ファイバ 1 1 を共振させてレーザ光を走査させることとしてもよい。この場合、X 軸駆動用 Tilted コイル 1 1 7 と Y 軸駆動用 Tilted コイル 1 1 8 とを挿入部 1 0 の長手方向に対して互いに異なる方向に傾斜させて配置することとすればよい。

【 0 0 5 2 】

このように構成した場合、例えば、Y 軸駆動用 Tilted コイル 1 1 8 に電流を流す

10

20

30

40

50

と、図 17 に示すように、照明ファイバ 11 の長手方向に対して交差する Y 軸方向に磁界が発生し、図 18 に示すように、永久磁石 116 の磁気モーメントが磁界に沿うように照明ファイバ 11 が湾曲させられる。これにより、レーザ光を Y 軸方向に走査することができる。同様にして、X 軸駆動用 Tilted コイル 117 に電流を流すと、照明ファイバ 11 を X 軸方向に湾曲させ、レーザ光を X 軸方向に走査することができる。したがって、X 軸駆動用 Tilted コイル 117 と Y 軸駆動用 Tilted コイル 118 に駆動信号の位相を 90° ずらして交互に加えることにより、照明ファイバ 11 の先端を螺旋状に変位させてレーザ光を 2 次元的に走査することができる。

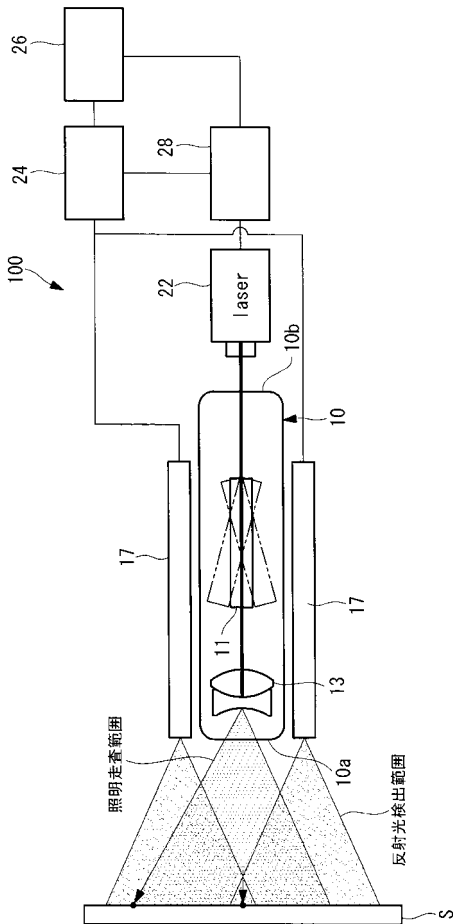
また、走査部として、ガルバノミラーを採用することとしてもよい。

【符号の説明】

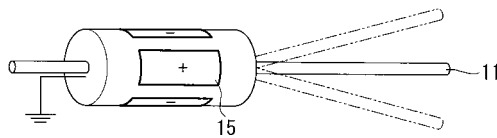
【0053】

- 11 照明ファイバ（走査部）
- 13 走査光学系（射出部）
- 17 検出ファイバ（受光部）
- 24 画像構築部
- 26 記憶部
- 28 光量調整部
- 100, 200 光走査型内視鏡装置（光走査型観察装置）

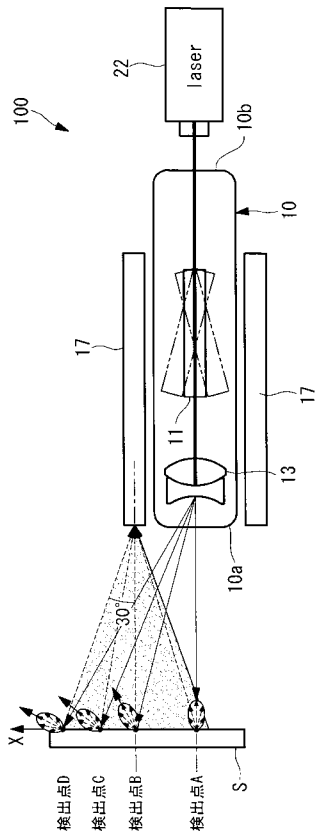
【図 1】



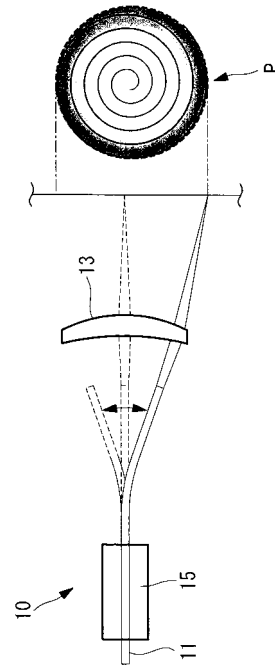
【図 2】



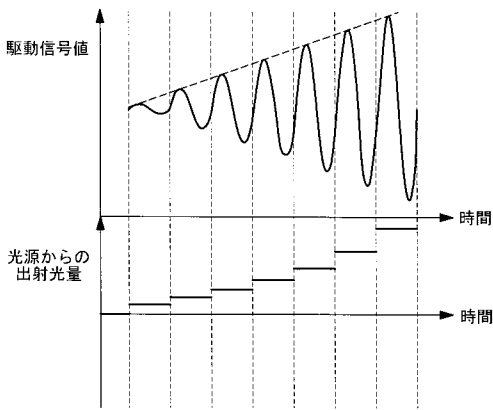
【 図 3 】



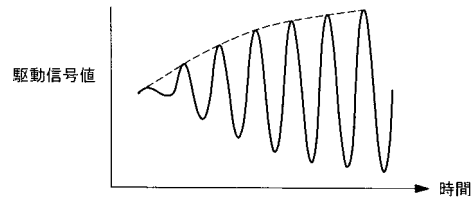
【 図 4 】



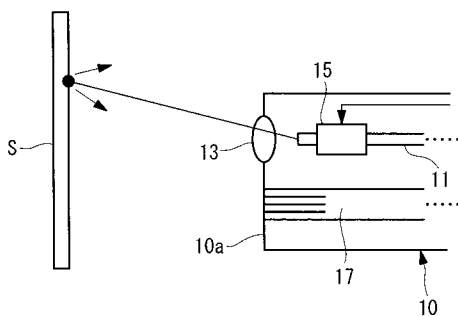
【 図 5 】



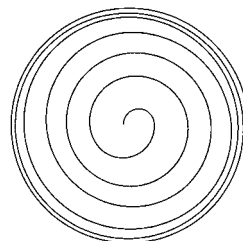
【 図 7 】



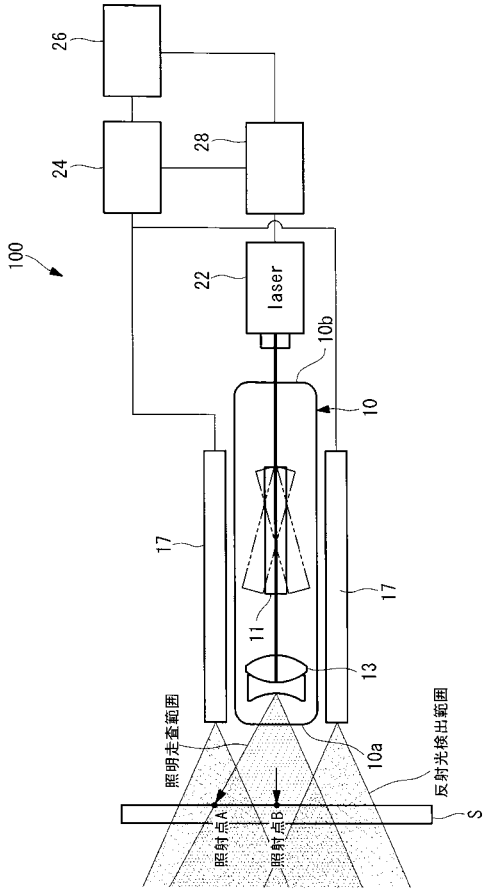
【 図 6 】



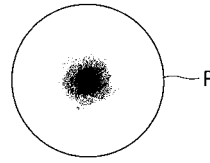
【 図 8 】



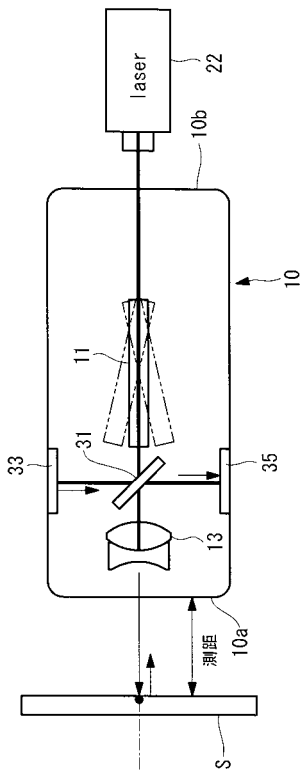
【 図 9 】



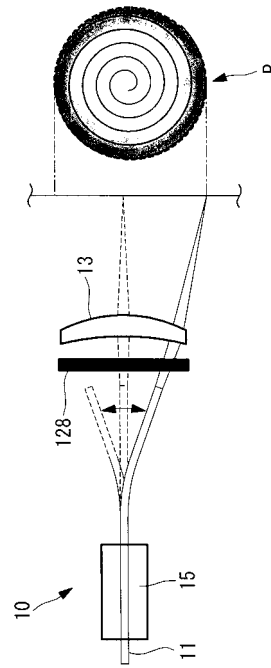
【 図 10 】



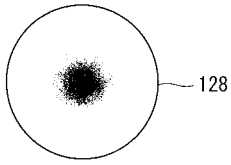
【 図 11 】



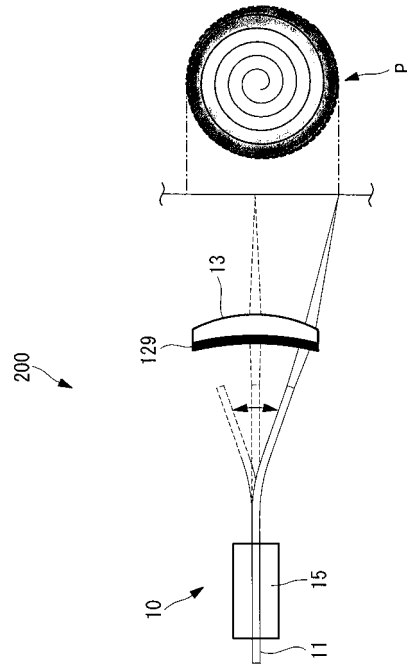
【 図 12 】



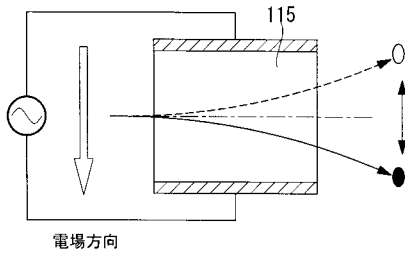
【 図 1 3 】



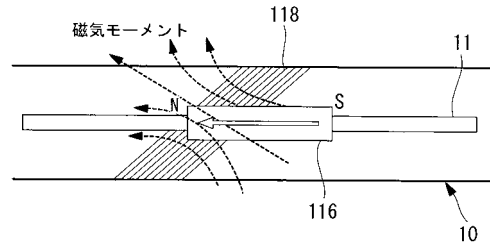
【 図 1 4 】



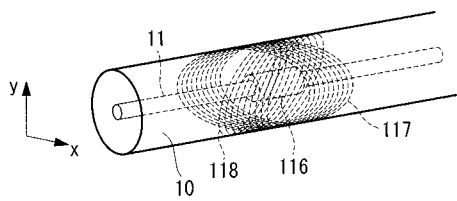
【 図 1 5 】



【 図 1 7 】



【 図 1 6 】



【 図 1 8 】

